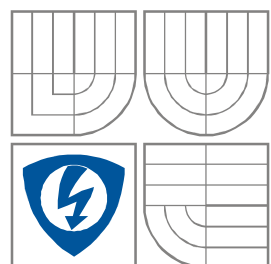


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ  
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A  
KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNOLOGIÍ  
ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION  
DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

# MĚŘENÍ A ANALÝZA ELEKTROKARDIOGRAFICKÝCH SIGNÁLŮ

MEASUREMENT AND ANALYSIS OF ELECTROCARDIOGRAMS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE  
BACHELOR'S THESIS

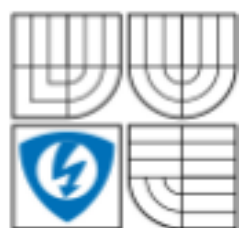
AUTOR PRÁCE  
AUTHOR

Jana Zimáková

VEDOUCÍ PRÁCE  
SUPERVISOR

Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

BRNO, 2009



VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

Ústav radioelektroniky

## Bakalářská práce

bakalářský studijní obor  
Elektronika a sdělovací technika

Studentka: Jana Zimáková  
Ročník: 3

ID: 77774  
Akademický rok: 2008/2009

### NÁZEV TÉMATU:

**Měření a analýza elektrokardiografických signálů**

### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se s metodikou měření elektrokardiografických signálů a s počítačovým systémem Biopac. Navrhněte protokol měření a proveďte základní měření klidového a zátěžového EKG. Naměřené signály načtete v programovém prostředí Matlab. Proveďte frekvenční analýzu signálů a výsledky prezentujte ve vhodné formě.

### DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] Standards of heart rate variability. American Heart Association Inc.; European Society of Cardiology, 1996.

[2] TROJAN, S. a kol. Lékařská fyziologie. Praha: Grada Publishing, 2003.

Termín zadání: 9.2.2009

Termín odevzdání: 5.6.2009

Vedoucí práce: Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida  
Předseda oborové rady

### UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

# LICENČNÍ SMLOUVA

## POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

### 1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Jana Zimáková  
Bytem: Hrachovec 63, Valašské Meziříčí, 75701  
Narozen/a (datum a místo): 20. dubna ve Valašském Meziříčí

(dále jen „autor“)

a

### 2. Vysoké učení technické v Brně

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií  
se sídlem Údolní 53, Brno, 602 00  
jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkanem fakulty:  
prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida, předseda rady oboru Elektronika a sdělovací technika  
(dále jen „nabyvatel“)

### Čl. 1

#### Specifikace školního díla

1. Předmětem této smlouvy je vysokoškolská kvalifikační práce (VŠKP):

- ☐ disertační práce
- ☐ diplomová práce
- ☒ bakalářská práce
- ☐ jiná práce, jejíž druh je specifikován jako .....  
(dále jen VŠKP nebo dílo)

Název VŠKP: Měření a analýza elektrokardiografických signálů

Vedoucí/ školitel VŠKP: Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

Ústav: Ústav radioelektroniky

Datum obhajoby VŠKP: \_\_\_\_\_

VŠKP odevzdal autor nabyvateli\*:

- ☒ v tištěné formě – počet exemplářů: 2
- ☒ v elektronické formě – počet exemplářů: 2

2. Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčí činnost dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.

3. Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.

4. Autor potvrzuje, že listinná a elektronická verze díla je identická.

---

\* hodící se zaškrtněte

## Článek 2

### Udělení licenčního oprávnění

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užít, archivovat a zpřístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným účelům včetně pořizování výpisů, opisů a rozmnoženin.
2. Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání autorských a majetkových práv k dílu.
3. Autor souhlasí se zveřejněním díla v databázi přístupné v mezinárodní síti
  - ☒ ihned po uzavření této smlouvy
  - ☐ 1 rok po uzavření této smlouvy
  - ☐ 3 roky po uzavření této smlouvy
  - ☐ 5 let po uzavření této smlouvy
  - ☐ 10 let po uzavření této smlouvy(z důvodu utajení v něm obsažených informací)
4. Nevýdělečné zveřejňování díla nabyvatelem v souladu s ustanovením § 47b zákona č. 111/ 1998 Sb., v platném znění, nevyžaduje licenci a nabyvatel je k němu povinen a oprávněn ze zákona.

## Článek 3

### Závěrečná ustanovení

1. Smlouva je sepsána ve třech vyhotoveních s platností originálu, přičemž po jednom vyhotovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vloženo do VŠKP.
2. Vztahy mezi smluvními stranami vzniklé a neupravené touto smlouvou se řídí autorským zákonem, občanským zákoníkem, vysokoškolským zákonem, zákonem o archivnictví, v platném znění a popř. dalšími právními předpisy.
3. Licenční smlouva byla uzavřena na základě svobodné a pravé vůle smluvních stran, s plným porozuměním jejímu textu i důsledkům, nikoliv v tísní a za nápadně nevýhodných podmínek.
4. Licenční smlouva nabývá platnosti a účinnosti dnem jejího podpisu oběma smluvními stranami.

V Brně dne: 5. června 2009

.....  
Nabyvatel

.....  
Autor

## Anotace

Cílem mé bakalářské práce bylo seznámit se s metodikou měření elektrokardiografických signálů, jejich popisem a následnou analýzou. Během měření jsem využívala počítačový systém Biopac a program Matlab. Práce je rozdělena do tří částí. První část je zaměřena na obecnou problematiku činnosti srdce, vznik, měření a popis EKG křivky. Druhá část je věnována popisu programu Biopac – využití, postup při měření a ukázka výsledků naměřeného klidového a zátěžového EKG. Třetí část popisuje samotné zpracování naměřených signálů v programu Matlab.

Klíčová slova: srdce, měření, frekvenční spektrum, EKG,

## Annotation

The aim of my bachelor's thesis was to become familiar with the methodology of measurement of electrocardiographic signals, their description and subsequent analysis. During the measurement I used a computer system Biopac and program Matlab. The work is divided into three parts. The first part is focused on general problems of the heart activity, the generation, measurement and description of ECG curves. The second part is devoted to a description of the system Biopac – recovery, procedure for the measurement and results measured sleep and stress ECG. The third part describes the actual processing of measured signals in Matlab.

Keywords: heart, measurement, frequency spektrum, ECG

Bibliografická citace mé práce:

ZIMÁKOVÁ, J. *Měření a analýza elektrokardiografických signálů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2009. 36 s. Vedoucí semestrální práce Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

# Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Měření a analýza elektrokardiografických signálů jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího semestrálního projektu a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedeného semestrálního projektu dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením tohoto projektu jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 5. ledna 2009

.....  
podpis autora

# Poděkování

Děkuji vedoucímu semestrálního projektu Ing. Janě Kolářové, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mého semestrálního projektu.

V Brně dne 5. ledna 2009

.....  
podpis autora

## Obsah:

1 Úvod.....	- 8 -
2. Srdce a jeho elektrická aktivita .....	- 9 -
2.1 Srdce .....	- 9 -
2.2 Převodní soustava srdeční.....	- 10 -
2.3 Elektrokardiografické svody .....	- 10 -
2.3.1 Einthovenovy svody .....	- 11 -
2.3.2 Goldbergerovy svody .....	- 11 -
2.3.3 Hrudní svody .....	- 12 -
2.3.4 Elektrody .....	- 13 -
3. EKG signál a jeho záznam .....	- 14 -
3.1 Historie EKG .....	- 14 -
3.2 Křivka EKG .....	- 14 -
3.4 Elektrokardiograf .....	- 16 -
4. Počítačový systém Biopac.....	- 17 -
4.1 Popis systému .....	- 17 -
4.2 Vzorové měření signálu EKG.....	- 18 -
4.2.1. Zapojení, příprava na měření .....	- 18 -
4.2.2 Měření signálu EKG .....	- 19 -
5. Analýza naměřených údajů .....	- 22 -
5.1 Frekvenční (spektrální) analýza .....	- 22 -
5.2 Filtrování signálu .....	- 23 -
5.2 Návrh filtru FIR .....	- 23 -
5.3 Matlab .....	- 24 -
5.4 Návrh FIR pomocí funkce fir1 .....	- 24 -
5.5 Analýza signálů .....	- 28 -
5.5.1 Klidové EKG .....	- 28 -
5.5.2 EKG při nízké zátěži.....	- 30 -
5.5.3 Dlouhodobý záznam EKG .....	- 31 -
6. Závěr .....	- 33 -
7. Použité informační zdroje .....	- 34 -
8. Seznam zkratk.....	- 35 -
9. Seznam tabulek.....	- 35 -
10. Seznam obrázků .....	- 36 -

# 1 Úvod

Cílem mé práce je poskytnout přehled o způsobech měření signálů EKG, jejich záznamu, vyhodnocování a problémech, které mohou při měření nastat a ovlivnit tak výsledný signál.

Elektrokardiografické vyšetření je jedna z nejčastěji používaných vyšetřovacích metod ve vnitřním lékařství. Jedná se o zaregistrování bioelektrických potenciálů z živého, tepajícího srdce. Poskytuje informace hlavně o tvorbě a šíření vzruchů v srdci a o jejich poruchách (arytmie) a o chorobných procesech v srdečním svalu (infarkt).

Existují 3 druhy vyšetření EKG:

- 1) klidové EKG – základní kardiologické vyšetření, zjišťuje se jím aktuální tepová frekvence – normální/nízký/vysoký tep.
- 2) zátěžové EKG – vyšetřením se dozvíme, nakolik tělo při námaze trpí. Toto vyšetření se provádí téměř vždy při angíně pectoris nebo při infarktu
- 3) dlouhodobé EKG – měření trvá řádově několik minut až hodin, zjišťují se jím choroby srdce, které nejsou patrné při běžném vyšetření

Abychom byli schopni signál EKG správně změřit, zobrazit a posléze tento signál analyzovat, je třeba se nejprve seznámit s celkovou problematikou činnosti srdce a vedením elektrických signálů v těle. Této problematice jsou věnovány kapitoly 2 a 3.

V rámci práce bylo provedeno vzorové měření EKG pomocí systému Biopac. Tento systém a výsledky získané jeho použitím jsou popsány v kapitole 4.

Poslední 5. kapitola je věnována samotné frekvenční analýze naměřených signálů. Spektra byla vytvořena pomocí diskrétní Fourierovy transformace. Pro výpočty a zobrazení amplitudových frekvenčních spekter byl použit program Matlab, který pro výpočet DFT používá algoritmus rychlé Fourierovy transformace (viz. níže).



## 2. Srdce a jeho elektrická aktivita

### 2.1 Srdce

Srdce je dutý svalový orgán, který svými pravidelnými stahy zajišťuje oběh krve a tím i prokrvení organismu. Jeho funkce se dá přirovnat k práci čerpadla s ventily. Srdce chlopněmi nasává krev neokysličenou a zpět do krevního oběhu vytlačuje krev okysličenou.

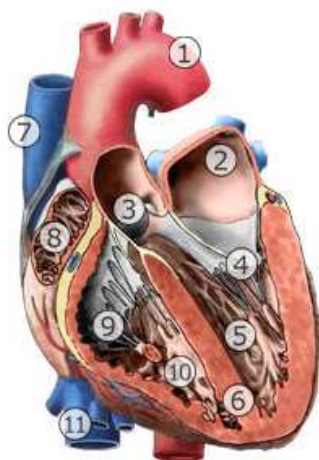
Je uloženo v hrudníku mezi plícemi, hrudní kostí a bránicí. Jeho velikost a hmotnost se liší podle pohlaví, u mužů se hmotnost pohybuje kolem 280-340g, u žen 230-280g. U sportovců a fyzicky pracujících lidí je jeho velikost větší.

Vrstvy srdeční stěny:

- myokard - příčně pruhovaná svalovina, silnější v komorách, nejsilnější v levé komoře
- endokard - vnitřní vrstva stěny srdce; je to hladká, průsvitná a lesklá síť elastických vláken, která vystýlá i dutiny a tvoří chlopně
- perikard = osrdečník; vazivová blána, která pokrývá vnější povrch srdce. Je složen ze dvou blán. Vnitřní blána tvoří epikard - běží tu cévy a nervy, postupně přechází ve vlastní perikard. Druhá blána = vnější perikard – silnější vazivo. Mezi těmito blánami je dutý prostor zaplněný malým množstvím tekutiny, která snižuje jejich tření při srdeční akci.

Lidské srdce (Obr.1) má čtyři dutiny: dvě síně (atria) a dvě komory (ventriculi). Pravá síň a pravá komora tvoří tzv. pravé srdce, oddělené síňovou a komorovou přepážkou od levé síně a levé komory, které vytvářejí tzv. levé srdce.

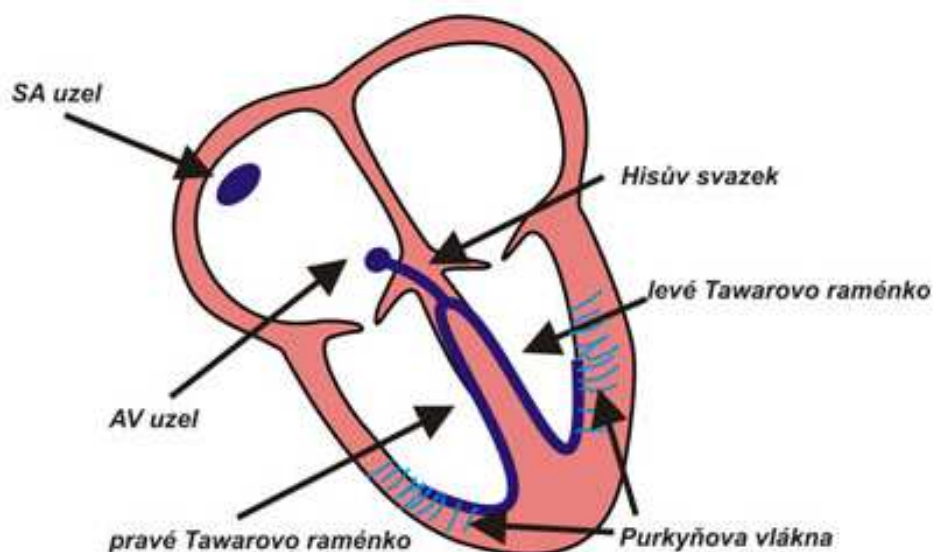
Do pravé síně srdeční přitéká horní a dolní dutou žilou odkysličená krev z orgánů a tkání těla. Smrštěním pravé síně je krev vypuzena do pravé komory a po jejím smrštění krev proudí plicní tepnou do plic. Na počátku plicní tepny je poloměsíčitá chlopeň, zabraňující zpětnému toku krve do pravé komory. Z plic se vrací okysličená krev čtyřmi plicními žilami do levé srdeční síně. Z levé komory začíná srdečnice (aorta), kterou je krev rozváděna do tepen celého těla.



Obr. 1: 1) srdečnice (aorta), 2) levá síň, 3) poloměsíčitá chlopeň, 4) dvojcípá chlopeň, 5) levá komora, 6) mezikomorová přepážka, 7) horní dutá žíla, 8) pravá síň, 9) trojcípá chlopeň, 10) pravá komora, 11) dolní dutá žíla. (převzato z [11])

## 2.2 Převodní soustava srdeční

Převodní soustava srdeční (Obr. 2) představuje speciální cesty v srdci, kterými jsou vedeny vzruchy. Vzruchy vznikají v sinoatriálním uzlu (zkráceně SA uzlu), který je uložen ve stěně pravé síně. U zdravého srdce frekvence jeho vzruchů určuje frekvenci srdečních stahů. Proto je také označován jako tzv. primární pacemaker. Vzruch vzniká při poklesu hodnoty klidového napětí až k hodnotě prahové, při které dojde k depolarizaci tzn. sníží se rozdíly potenciálů na vnitřní a vnější straně buněčné membrány. Vzruch se dále šíří do předsíní, odkud se rozbíhá všemi směry. Přitom ale využívá preferenční předsíňové trakty (Thorelův, Wenckebachův, Jakešův a Bachmanův svazek), které vedou vzruchy rychleji, než samotný pracovní myokard. Z SA uzlu vedou vzruchy do atrioventrikulárního uzlu (zkráceně AV uzel). AV uzel má nižší frekvenci než uzel SA. Pokud ale je SA uzel poškozen, přebírá funkci primárního pacemakeru. Slouží k převodu elektrických dějů ze síní na komory. Jeho nejdůležitější funkcí je zpoždění převodu, čímž zabraňuje předčasnému převodu na komory ze síní, který by mohl nastat např. při fibrilaci. Z AV uzlu pokračuje elektrický vzruch do Hisova svazku, který je jediným elektrickým spojením mezi síněmi a komorami (okolí je tvořeno zcela nevodivou vazivovou tkání). Z Hisova svazku se vzruchy šíří Tawarovými raménky až do Purkyňových vláken, které téměř současně rozvedou vzruchy po celé svalovině.



Obr. 2: Převodní systém srdce. (převzato z [12])

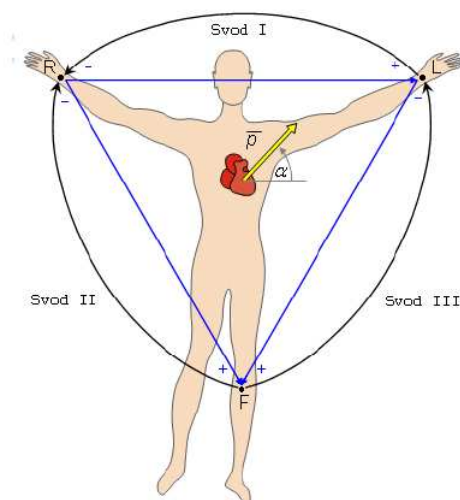
## 2.3 Elektrokardiografické svody

Elektrokardiografický záznam se skládá ze 12 svodů, které se dělí do 3 skupin:

1. bipolární končetinové svody podle Einthovena – 3 svody
2. unipolární končetinové svody podle Goldberga – 3 svody
3. unipolární hrudní svody – 6 svodů

### 2.3.1 Einthovenovy svody

Jsou označovány jako standardní svody. Jsou bipolární tzn. dochází ke snímání elektrických potenciálů mezi dvěma elektrodami. Označují se římskými číslicemi I, II a III. Zapojení základních svodů vytváří tzv. Einthovenův trojúhelník (obr.3). Svod I je mezi pravou a levou rukou, svod II mezi pravou rukou a levou nohou a svod III mezi levou rukou a levou nohou. Protože je nutné dodržet správné zapojení elektrod, jsou jednotlivé kabely barevně označeny. Na pravou ruku se připojuje kabel červené barvy, na levou ruku barvy žluté, na levou nohu barvy zelené a na pravou nohu, která slouží jako uzemnění se používá kabel označený černou barvou.



Obr. 3: Standardní končetinové svody.(převzato z [8])

Napětí na svodech:

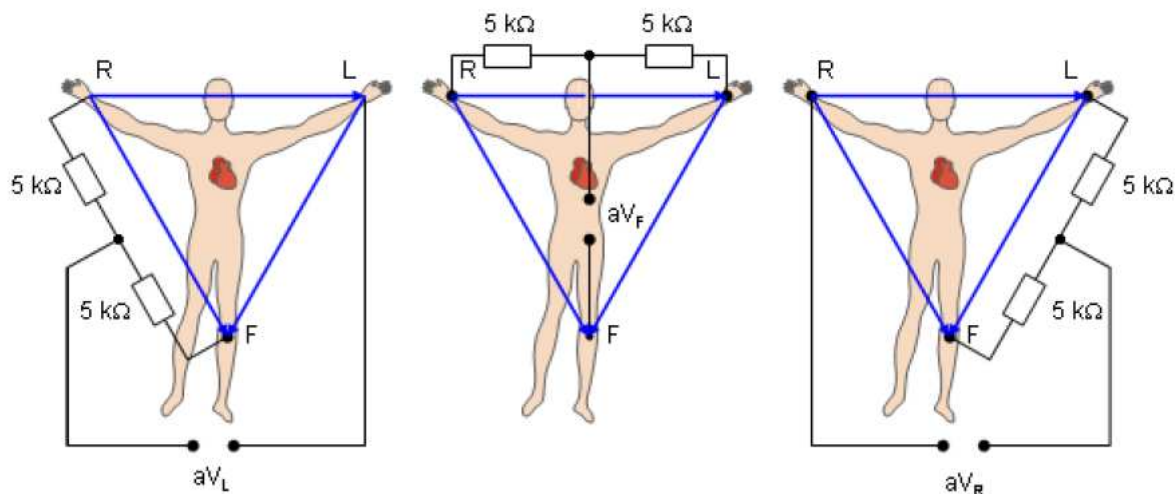
$$\begin{aligned} I &= L - R \\ II &= F - R \\ III &= F - L \end{aligned} \quad (1)$$

### 2.3.2 Goldbergerovy svody

Zvětšené unipolární svody podle Goldbergera se označují aVR, aVL, aVF (obr.4), písmeno „a“ je odvozeno od slova augmented = zvětšený. Jsou to unipolární svody, kde každý svod udává potenciál jedné příslušné elektrody. Výsledný potenciál se počítá jako průměr potenciálů dvou končetin vůči třetí končetině. Toto vede k celkovému zvětšení potenciálu téměř o 50%.

Napětí na svodech:

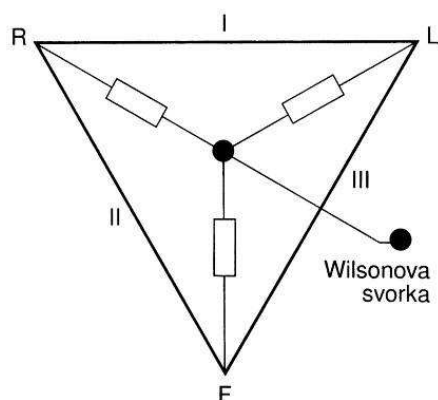
$$\begin{aligned} aV_R &= R - \frac{L + F}{2} \\ aV_L &= L - \frac{R + F}{2} \\ aV_F &= F - \frac{R + L}{2} \end{aligned} \quad (2)$$



Obr. 4: Zesílené končetinové svody podle Goldbergera (převzato z [8])

### 2.3.3 Hrudní svody

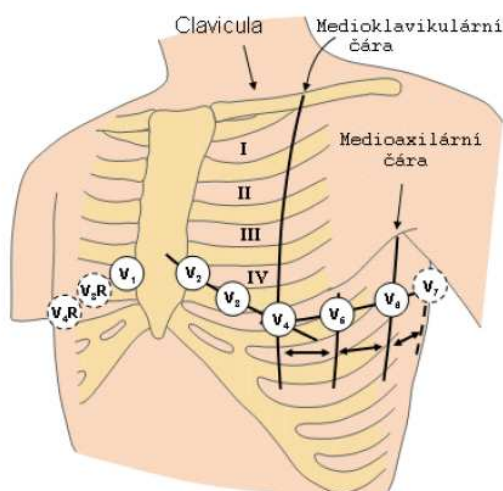
Tyto svody se označují V1-V6. Měří se napětí mezi místy na hrudníku (obr. 6) a tzv. Wilsonovou svorkou (obr. 5), což je průměr končetinových potenciálů.



Obr. 5: Wilsonova svorka. (převzato z [9])

Elektrody jsou umístěny na specifických místech na hrudníku v mezižebří:

- V1 - 4. mezižebří vpravo od hrudní kosti
- V2 - 4. mezižebří vlevo od hrudní kosti
- V3 - uprostřed mezi V2 a V4
- V4 - 5. mezižebří ve střední klavikulární linii
- V5 - na stejné úrovni jako V4 na přední axilární linii
- V6 - na stejné úrovni jako V4 na střední axilární linii



Obrázek 6: Rozmístění hrudních svodů. (převzato z [8])

### 2.3.4 Elektrody

Pro měření EKG se používají povrchové elektrody (obr.7). Na jejich vlastnosti jsou kladeny velké nároky – v ideálním případě nesmějí vůbec ovlivňovat měřený signál a žádným způsobem nesmí škodit měřenému subjektu. Jednou z nejdůležitějších podmínek úspěšného měření je zajištění dokonalého kontaktu elektrody a tkáně (kůže). Nejčastěji se používají kovové deskové elektrody v kombinaci s vodivou pastou (elektrolytem), kterou se vyrovnávají nerovnosti mezi elektrodou a kůží, nebo elektrody suché (izolované/neizolované). Jsou vyrobené ze směsi Ag-AgCl (čisté stříbro s vrstvou chloridu stříbrného) a chloridu draselného (KCl).

Během měření se musí hlídat několik faktorů, které nám mohou ovlivnit měřený signál:

- znečištění povrchu elektrody nebo elektrolytu – to má za následek zvýšení impedance na nižších kmitočtech
- při dlouhodobém měření může dojít k vysychání elektrolytu – impedance se tak může zvětšit až o několik řádů
- pohybové artefakty – na rozhraní elektroda-elektrolyt může dojít ke změně koncentrace iontů což vede ke změně pólčlankového potenciálu



Obr. 7: kontaktní končetinové elektrody, balónkové hrudní elektrody, jednorázové lepicí elektrody. (převzato z [15])

## 3. EKG signál a jeho záznam

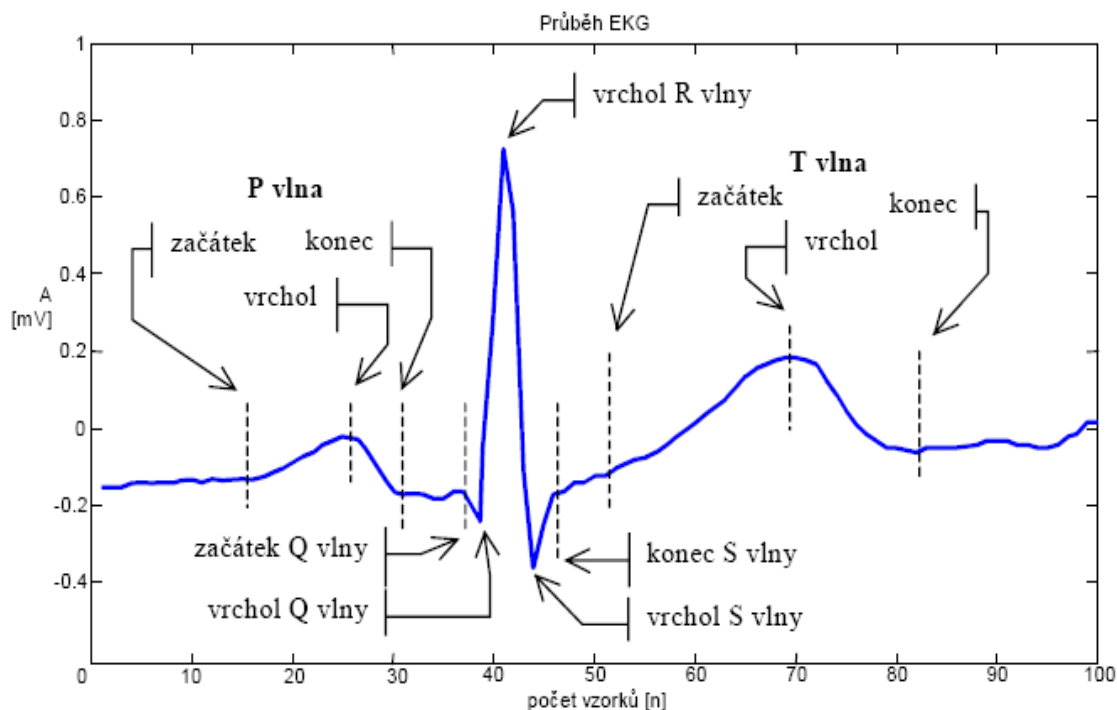
### 3.1 Historie EKG

Willem Einthoven – holandský fyzik, roku 1924 obdržel Nobelovu cenu za „objev mechanismu elektrokardiogramu“.

Ve své vědecké činnosti se převážně zabýval zaznamenáváním akčních proudů srdeční činnosti. V roce 1923 se mu podařilo sestavit strunový galvanometr, zavedl končetinové svody, tzv. Einthovenův trojúhelník a během následujících několika let provedl více než 5 000 záznamů elektrické aktivity srdečního svalu, tedy elektrokardiogramů. Jeho práce přinesly mnoho informací o činnosti srdce, daly základ elektrokardiografii, jako rutinní vyšetřovací metodě.

### 3.2 Křivka EKG

EKG(obr.8) křivky jsou zaznamenané výsledky elektrické aktivity srdce. Jsou zobrazované na obrazovce měřicího přístroje nebo zapsané na teplocitlivý nebo normální papír, který je opatřen speciálním rastrem (mřížkováním), ze kterého je možno ihned odečíst hodnoty jednotlivých úseků křivky. Na každé EKG křivce popisujeme rytmus, akci, frekvenci, sklon elektrické osy srdeční, jednotlivé vlny a kmity. Přístroje sloužící k jejich zaznamenání se nazývají elektrokardiografy. Moderní EKG přístroje jsou schopny se chovat jako expertní systém, tj. podle charakteru nasnímaných hodnot dokáží identifikovat určitá onemocnění.



Obr. 8: EKG křivky. (převzato z [17])



Jednotlivé vlny elektrokardiogramu odrážejí jednotlivé fáze srdeční aktivity. Na křivce rozlišujeme:

- kmitů – Q, R a S – úzké hrotnaté výchylky
- vlny – P, T, v některých případech i U – zaoblené výchylky s nižší amplitudou

Vzdálenosti mezi jednotlivými se nazývají úseky např. PQ od konce vlny P do začátku komplexu QRS.

### **Analýza kmitů a vln:**

**P-vlna** je projevem elektrické depolarizace síní. Obvykle se projevuje jako první pozitivní hrbol. Z medicínského hlediska nemá velký význam, protože v ní neprojevují žádné vady srdce. Mnohdy bývá ztracena v šumu. Její amplituda se pohybuje v rozmezí od 0 do 0.3 mV, s dobou trvání do 100ms.

**P-Q interval** začíná od počátku depolarizace síní a končí s počátkem depolarizace komor. Doba trvání je od 120 do 200 ms. Délku intervalu ovlivňuje srdeční frekvence, u starších osob může být jeho délka až 220ms

**Kmit Q** je první negativní výchylka komplexu QRS. Amplituda je v rozsahu 0 až 25% vlny R. Normální doba trvání – 30 až 40 ms.

**R-vlna** je pozitivní výchylka následující po vlně Q, charakterizuje rychlou depolarizaci komor. Amplituda je závislá na místě snímání. Může dosahovat až několik mV. Doba trvání do 100 ms.

**S-vlna** je druhá negativní výchylka následující po vlně R. Chybí-li vlna R, označujeme tuto výchylku jako QS. Normální vlna S má amplitudu od 0 do 0.8 mV a dobu trvání do 50 ms. Signalizuje depolarizaci myokardu.

**QRS komplex** značí depolarizaci komor. Je složen ze 3 kmitů – Q, R a S. Doba jeho trvání je od 50 do 110 ms.

**S-T segment** ohraničuje interval od konce QRS komplexu po začátek vlny T.

**Q-T interval** reprezentuje elektrickou systolu. Je měřen od začátku QRS komplexu po konec vlny T. Tento interval se mění s tepovou frekvencí, věkem a pohlavím pacienta. Průměrné hodnoty se pohybují v rozmezí od 340 do 420ms.

**T-vlna** reprezentuje repolarizaci komorové svaloviny. Doba trvání normální vlny T je od 100 do 250 ms. Je souhlasně výkyvná s QRS komplexem, tedy většinou jde o pozitivní výchylku. Je velmi citlivým indikátorem stavu srdeční svaloviny.

**U-vlna** je malá pozitivní výchylka, která je někdy zaznamenávána po vlně T. Je pozitivní, vždy menší než vlna T.

### 3.4 Elektrokardiograf

Elektrokardiografy jsou zařízení složená ze zesilovačů vstupních signálů, které jsou schopné, díky další použité elektronice, tyto signály zaznamenat. Na trhu se na výběr velké množství druhů těchto přístrojů, všechny ale využívají stejný technický model (obr.9). V současné době se elektrokardiografy vyrábějí s různým počtem kanálů. Jednakanálové jsou nejjednodušší a slouží pouze k informativnímu snímání signálu. Pro diagnostiku arytmií je tento přístroj nevhodný. V případech, kdy chceme získat přesné údaje o činnosti srdce používáme vždy vícekanálové přístroje, optimálně šestikanálové mohou se využít i dvanáctikanálové.

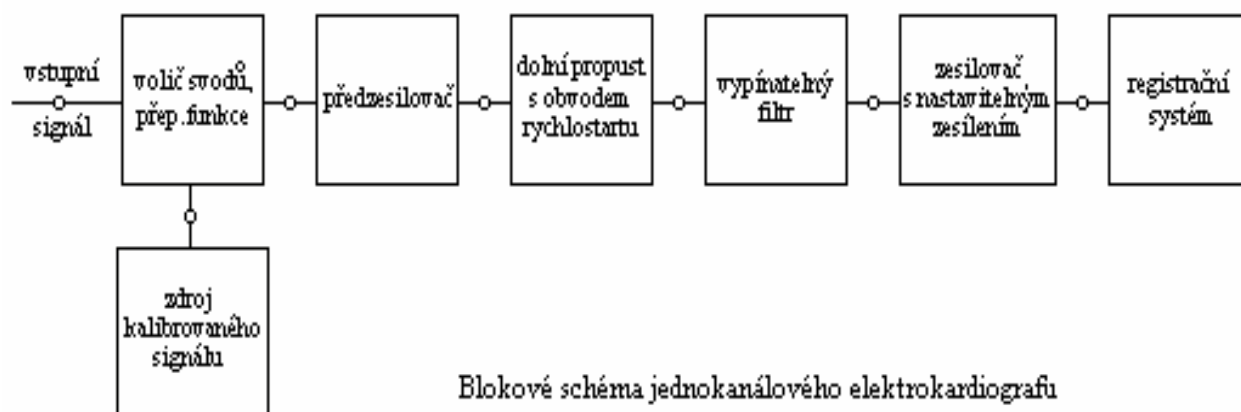
Jedná se o operační zesilovač s parametry:

- napěťový zisk 1000
- musí dodržovat napěťové 10mm/mV
- časové měřítko je definováno posuvnou rychlostí záznamového papíru - 25 nebo 50mm/s
- šířka přenášeného pásma – typicky od 0,05 Hz do 100 Hz; základní monitorování od 0,05 do 40Hz; ve speciálních případech až do 1000Hz
- vstupní impedance přístroje – řádově jednotky MΩ - zamezuje vlivu přechodového odporu elektrod při rušení síťovým kmitočtem
- Wilsonova svorka – vytváří se zde pomocí odporové sítě; aby neovlivňovala vstupní odpor tak se v zapojení zařazuje za předzesilovači stupeň
- CMRR minimálně 89dB, pro ambulantní přístroje se doporučuje 60dB
- musí obsahovat volič svodu
- pro diagnostiku je důležitý kalibrační impuls 1mV
- je požadováno plynulé nastavení zesílení
- pro odstranění stejnosměrné složky napětí je potřebný filtr typu horní propust
- filtr typu dolní propust pro odstranění vyšších harmonických složek (není vždy potřebný, proto je u něj vhodná volba pro jeho vypnutí)
- ochrana proti defibrilačním pulsům

Další součásti elektrokardiografu: snímací elektrody, LCD obrazovka, klávesnice pro zadávání dat (jméno vyšetřovaného, rodné číslo datum a hodina provedení, popis jednotlivých svodů apod.) a ovládání přístroje, elektronika pro vyhodnocení záznamu.

Moderní elektrokardiografy jsou vybaveny softwarem, pomocí kterého automaticky analyzují důležité parametry EKG křivky i její odchylky od normy a přímo nabízejí interpretaci (diagnózu) EKG změn.





Obr. 9: Blokové schéma jednobáňového elektrokardiografu. (převzato z [10])

## 4. Počítačový systém Biopac

### 4.1 Popis systému

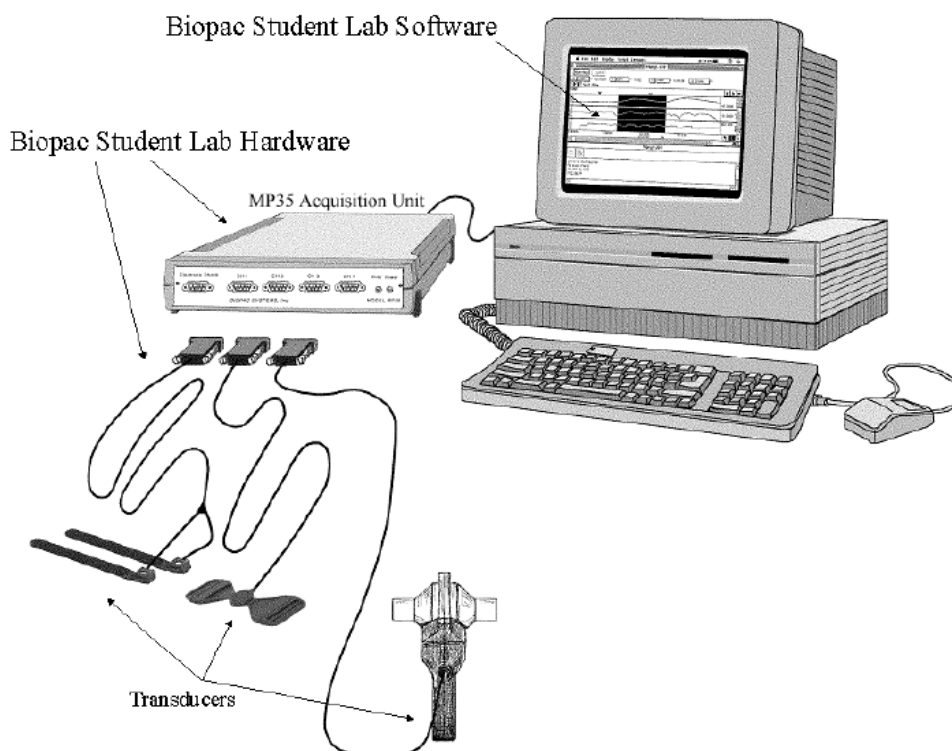
Systém Biopac Student Lab PRO (Obr.10) zahrnuje jak hardware tak i software pro získávání a analýzu biologických signálů. Lze jím upravovat naměřená data, provádět matematické a statistické transformace, kopírovat výsledky do jiných aplikací a další. Software využívá známé rozhraní point-and-click, které je společné pro většinu aplikací. Umožňuje jednoduše provádět složité matematické operace, jako např. digitální filtrování nebo rychlé Fourierovy transformace. Systém je rozdělen do lekcí, pomocí kterých se provádí měření. Každá lekce popisuje potřebné hardwarové a softwarové nastavení (nastavení kanálu, zisku, škálování, atd.) a nastiňuje základní postup. Po spuštění lekce je možno ihned začít s měřením.

3 základní části:

- A) Software – označení BSL *PRO* – tento program čte signály přicházející jako digitální data z jednotky MP35. Umožňuje editaci dat a kontrolu způsobu, jakým se objeví na obrazovce.  
Provádí 4 obecné funkce:
  1. celkové ovládání procesu měření
  2. real-time výpočty (digitální filtrování a rychlost detekce)
  3. transformace signálů (FFT a další matematické funkce)
  4. správa souborů (ukládání, tisk, atd.)
- B) Curriculum – obsahuje komentované lekce, návody, video ukázky, vzorky dat a jiné

- C) Hardware – zahrnuje jednotku MP35, elektrody, snímače, kabely, vstupně/výstupní zařízení, sluchátka a další doplňky  
Elektrické signály ze snímačů jsou velmi malé, s amplitudou někdy i v mikrovoltech. Jednotka MP35 tyto signály zesiluje, filtruje nežádoucí šum nebo rušivé elektrické signály a tyto signály zpracovává na soubor čísel, který je počítač schopen přechít. Data jsou do počítače posílána pomocí kabelu. V této jednotce můžeme nahrávat současně až ze čtyř kanálů.

Jednou z výhod systému Biopac je dynamický postup kalibrace. Tento postup automaticky optimalizuje nastavení pro připojené předměty.



Obr. 10: Systém Biopac. (převzato z [16])

## 4.2 Vzorové měření signálu EKG

### 4.2.1. Zapojení, příprava na měření

Při měření bylo využito končetinových svodů zapojených do Einthovenova trojúhelníku. Jak již bylo poznamenáno je zde nutno dbát na správné připojení elektrod k daným svodům. Pro kontrolu je schéma zapojení (včetně barev kabelů vedoucích k jednotlivým elektrodám) popsáno v přiloženém manuálu. Použité elektrody: jednorázové samolepící elektrody kruhového tvaru. Ty díky svým vlastnostem téměř ideálně přilnou k pokožce, čím se zamezí rušivým vlivům, které by mohly ovlivňovat měření.

Zapojení elektrod a barvy použitých vodičů:

- pravá ruka – červený kabel
- levá ruka – žlutý kabel
- pravá noha – černý kabel (uzemnění)

Po připojení elektrod na pacienta a spuštění příslušné lekce v programu je vždy nejprve nutno provést kalibraci. Ta je nutná pro zaručení správných výsledků měřeného EKG. Tento proces je automatický. Během kalibrace (jako i po dobu celého měření) musí pacient ležet v klidu a mít uvolněné svaly. Této části se musí věnovat velká pozornost a podle potřeby se provádí i několikrát za sebou.

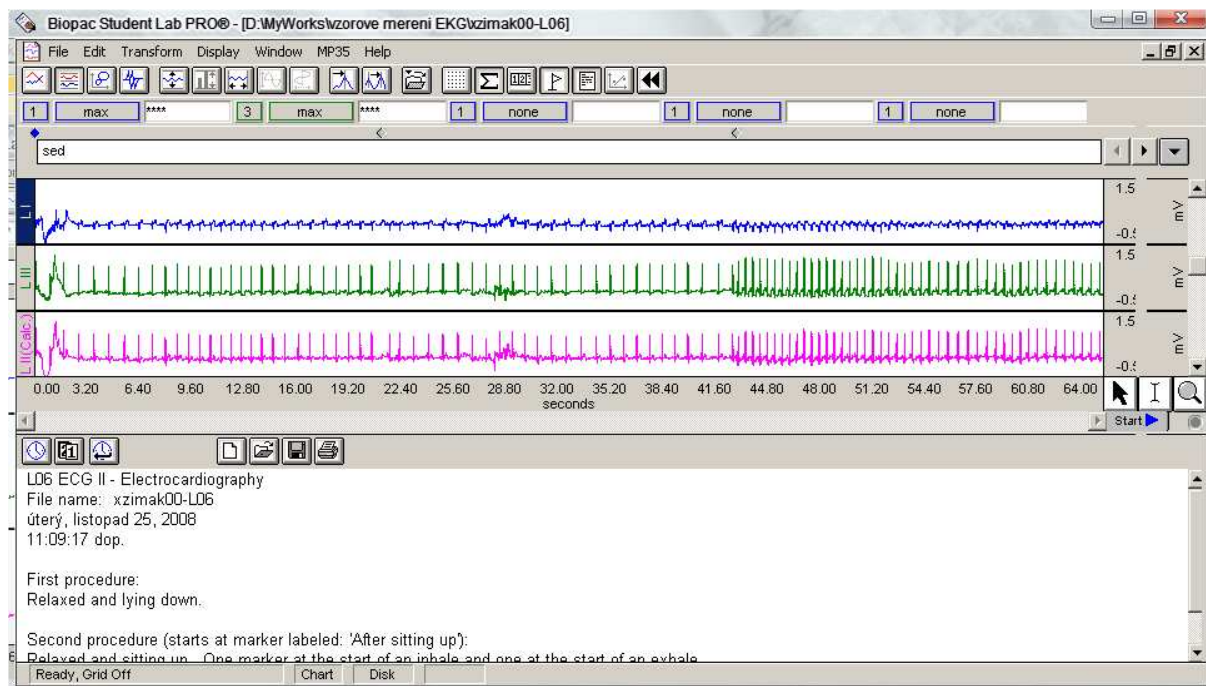
#### **4.2.2 Měření signálu EKG**

Klidové EKG – aby byly minimalizovány pohybové artefakty, musí být pacient uvolněný a v naprostém klidu. Tato část měření je zaměřena na zjištění závislosti EKG na poloze, v jaké se během pacient nachází. Výsledný signál je tedy měřen pro 2 polohy. Nejprve pro polohu, ve které pacient sedí na židli s rukama volně opřenými o opěradlo židle. Druhé měření bylo provedeno pro polohu v leže. Protože práce není zaměřena na zjištění zdravotního stavu pacienta, ale pouze na seznámení se s problematikou týkající se EKG, jsou výsledné signály (pro obě polohy) zaznamenány pouze v délce 30s. V klinické praxi se obvykle měří záznam v desítkách minut, při speciálních vyšetření i v délce 24 hodin.

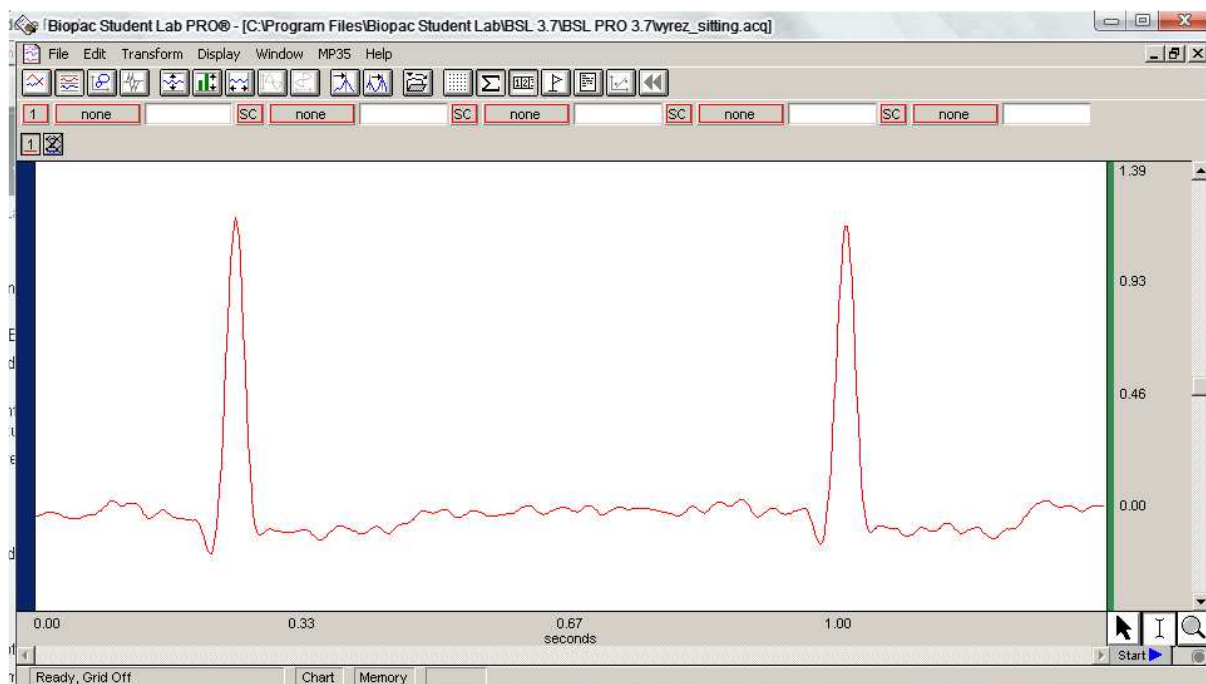
Zátěžové EKG - při tomto měření je třeba zvýšit srdeční výdej. Toho se docílí zvýšenou fyzickou zátěží. K tomu nám posloužilo jednoduché cvičení, během kterého subjekt po dobu 1 minuty prováděl dřepy. Základní zátěžový test nám pouze podává informace o tom, zda srdce při námaze trpí, ale neukáže nám v jakém konkrétním místě dochází k problémům ani jejich celkový rozsah. Pro upřesnění je třeba povést další testy.

Jak bylo popsáno výše, měření EKG signálu pomocí systému Biopac je automatické. Jako nevýhodu tohoto systému bych uvedla nemožnost přerušení měření a uložení průběžných naměřených výsledků do jednotlivých souborů. Pokud totiž spustíte danou lekci, musíme provést všechny body měření a výsledky jsou pak zobrazovány v jednom grafu jako jeden naměřený signál (obr.11). Pro přehlednost je možný popis tohoto signálu pomocí markerů, umístěných a menu programu.

Jak je patrné z obr. 12, nevyhnuli jsme se během měření nežádoucím vlivům ovlivňující výsledný naměřený signál. Pro další zpracování signálu je proto třeba signál zbavit šumu, ve kterém se ztrácí vlna P.



Obr. 11: Naměřené EKG křivky pomocí Biopac



Obr. 12: Zobrazení QRS komplexu klidového EKG

#### 4.2.2.1 Tepová frekvence

Tepová frekvence udává počet úderů srdce za 1 minutu. Z EKG se určuje ze vzdálenosti mezi dvěma R vlnami, která odpovídá době jednoho tepu. Průměrná hodnota se pohybuje kolem 70 tepů/min. Jeho hodnota je ovlivňována mnoha faktory – věk, genetické předpoklady, fyzický stav. Průměrné hodnoty jsou uvedeny v tab.1.

Věk	Tep. frekvence (úderů/min)
Novorozenci	120
Starší děti	90-110
Dospělí	50-100

Tab. 1: Průměrné hodnoty tep. frekvence

Trénovanost srdce určuje maximální srdeční frekvence ( $HR_{max}$ ), což je největší hodnota srdeční frekvence, které může osoba dosáhnout při své max. fyzické zátěži. Max. tepovou frekvenci zjistíme podle vzorce:  $HR_{max} = 220 - \text{věk}$  – jedná se však o max. hodnotu frekvence, které by u zdravého srdce nemělo být dosaženo.

Změny frekvence podle intenzity zatížení:

- nízký stupeň zatížení – 50-60% z  $HR_{max}$
- střední stupeň zatížení – 60-70% z  $HR_{max}$
- vysoký stupeň zatížení – 75-85%  $HR_{max}$

#### 4.2.2.2 Naměřené hodnoty

Měřený subjekt – muž, 24 let

Tep při klidovém EKG: doba jednoho tepu = 0,7s  $\Rightarrow$  85 tepů/min.

Tep při zátěžovém EKG: doba jednoho tepu = 0,55s  $\Rightarrow$  110 tepů/min.

$HR_{max} = 220 - \text{věk} = 220 - 24 = 196$  tepů/min.

110 tepů při zátěžovém EKG odpovídá hodnotě 55% z  $HR_{max}$ , což značí nízký stupeň zatížení.

# 5. Analýza naměřených údajů

## 5.1 Frekvenční (spektrální) analýza

Z hlediska vyhodnocení (diagnostiky) záznamu EKG je pro lékaře frekvenční analýza jedním z nejdůležitějších nástrojů. Lékař tak má možnost zjistit všechny frekvenční složky v signálu obsažené.

Frekvenční složky obsažené v EKG:

- dýchání – 0,8Hz
- pohybové artefakty – kolem 1Hz
- složky QRS komplexu
- parazitní signály
- šum vzniklý činností kosterního svalstva – oblast nad 100Hz

Metody pro frekvenční analýzu:

1) *Diskrétní Fourierova transformace* (zkráceně DFT): druh Fourierovy transformace, používá se pro převod signálu z oblasti časové do oblasti frekvenční. Je schopna zpracovávat pouze konečnou posloupnost reálných nebo komplexních čísel. Signál musí být periodický, spojitý nebo diskretní. (vzorce pro DFT, FFT a IFFT převzaty z [6])

Obecná definice :

$$X_k = \sum_{n=0}^{N_1-1} a_{k,n} * x_n, k \in \langle 0, N_2 - 1 \rangle \quad (3)$$

2) *Rychlá Fourierova transformace* (zkráceně FFT): efektivní algoritmus pro výpočet DFT a její inverze, při analýze dlouhých signálů, může být doba výpočtu zkrácena až o několik řádů.

Přímá FFT:

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \cdot e^{-j \frac{2\pi kn}{N}} \quad (4)$$

Inverzní FFT:

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \cdot e^{j \frac{2\pi kn}{N}} \quad (5)$$

## 5.2 Filtrování signálu

V naměřených signálech EKG se objevily nežádoucí parazitní kmitočty, které signál zkreslují. Důvod jejich vzniku může být v menší přiléhavosti elektrod. Byly použity jednorázové lepící elektrody, které se vyznačují, co se týče přiléhavosti, dobrými vlastnostmi. Pacient měl tyto elektrody na sobě během všech měření a několikrát musel změnit svou polohu, což mohlo zapříčinit nepatrný pohyb elektrod a tím i vznik parazitních kmitočtů. Proto bylo nutné provést filtraci signálu. Při filtraci byl použit filtr FIR (filtr s konečnou impulsní charakteristikou) typu dolní propust, pomocí kterého bylo odstraněno síťové rušení a i některé nižší kmitočty. O návrh filtru se v Matlabu postará funkce Signal Processing Toolboxu pojmenovaná jako *fir1*. Té je třeba zadat řád filtru  $N$ , zlomovou frekvenci  $W_n$  a typ filtru (dolní, horní nebo pásmová propust).

### 5.2 Návrh filtru FIR

FIR = filtry s konečnou impulsní charakteristikou. Jsou realizovány nerekurzivně – neobsahují zpětnou vazbu. Jsou vždy stabilní, v praxi mají lineární fázi. Jejich řád je obvykle vysoký (může mít hodnotu i několik set nebo několik tisíc) a proto obvykle výrazně zpožďují výstupní signál proti signálu vstupnímu. Klasická metoda jejich návrhu je tzv. metoda okénkování.

Přenosová funkce  $H(z)$  kauzálního filtru FIR má pouze nulové body, kromě  $x$ -násobného pólu v bodě  $z=0$  (jeho hodnota závisí na zvolené hodnotě řádu filtru). (převzato z [viz.6])

$$H(z) = \sum_{n=0}^{N-1} h_n z^{-n} \quad (6)$$

-  $N$  = hodnoty charakteristiky, které zároveň tvoří vektor systémových soustav  $h=[h_n]$ ,  $n \in \langle 0, N-1 \rangle$

Této přenosové funkci odpovídá diferenční rovnice, která vyjadřuje konečnou diskrétní konvoluci (převzato z [6]):

$$y_n = \sum_{k=0}^{N-1} x_{n-k} h_k \quad (7)$$

Frekvenční charakteristika filtru  $G(\omega)$  je vyjádřena Fourierovou řadou s koeficienty  $h_n$ . Jedná se o periodickou funkci s periodou  $2\pi/T$  (převzato z [6]):

$$G(\omega) = H(e^{j\omega T}) = \sum_{n=0}^{N-1} h_n e^{-jn\omega T} \quad (8)$$

## 5.3 Matlab

Je numerické výpočetní prostředí, které umožňuje spouštění funkcí a dat, implementaci algoritmů, vytváření jednoduchých uživatelských prostředí a propojení s jinými programovacími jazyky. Základ všech výpočtů tvoří práce s maticemi a vektory. Výsledky je možné zobrazit pomocí 2D nebo 3D grafů.

Funkce použité v rámci analýzy:

- *load* – načtení signálu
- *fft* – rychlá Fourierova transformace
- *plot* – vykreslení grafu
- funkce pro popis grafu – *title*, *xlabel*, *ylabel*, *xlim*
- *ifft* – zpětná Fourierova transformace
- *abs* – výpočet absolutní hodnoty
- *real* – zobrazení reálné části charakteristiky
- *fir1*, *filter* – filtrace signálu
- *stem* – stonkový graf
- *set* – nastavení vlastností objektu *figure*
- *fftshift* – přeskupení fft složek do středu spektra

## 5.4 Návrh FIR pomocí funkce *fir1*

Nejdůležitější částí je volání funkce *fir1* pro návrh koeficientů filtru FIR. Funkce je volána s minimálním počtem parametrů (automaticky je přednastaven návrh dolní propusti s oknem typu Hamming). Parametr *N* udává počet koeficientů filtru (řád filtru), Parametr *Wn* udává normovaný mezní kmitočet v rozmezí  $0 < Wn < 1$ , kde 1 odpovídá polovině vzorkovací frekvence, tedy horní hranici přenášeného pásma.

Takto navržený filtr se posléze implementuje na zvolený signál pomocí funkce *filter*. Parametry *filter* = (*b*,*a*,*x*), kde: *b* = výsledek funkce *fir1*, *a* = zpětnovazební koeficient nastaven na hodnotu 1, *x* = signál určený k filtraci

Vstupní hodnoty filtru :

- vzorkovací frekvence 500Hz (stejná jako byla použita při měření v systému Biopac)
- dolní mezní kmitočet 30Hz (kvůli odstranění síťového kmitočtu 50Hz a vyšších paritních kmitočtů)
- řád filtru  $N = 40$  (hodnota byla upravována podle výsledných charakteristik)
- normovaný mezní kmitočet  $Wn = 0,12$  – jeho hodnota je vypočtena jako podíl mezního kmitočtu dolní propusti a maximální hodnoty kmitočtu, která vyhovuje vzorkovacímu teorému (hodnotě vzorkovací frekvence 500Hz odpovídá max. hodnota frekvence 250Hz)



ukázka části kódu programu Matlab:

```
function nacteni_Callback(hObject, eventdata, handles)

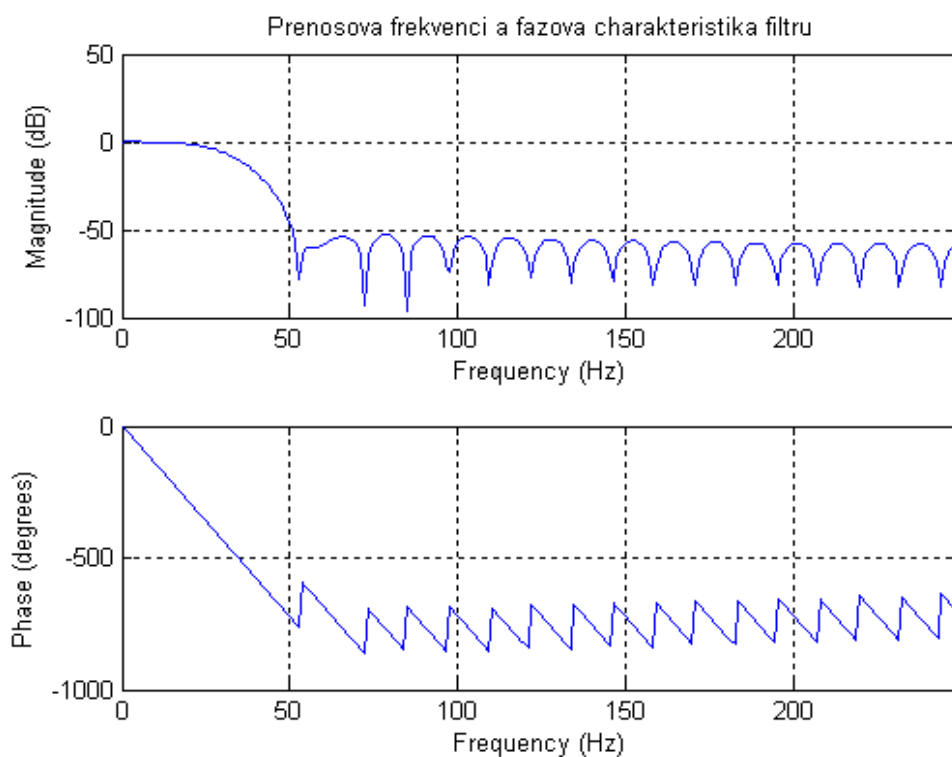
load ekg.txt;           %nacteni signaly
fs=500;                 % vzorkovací kmitocet
fd=30;                  % mezni kmitocet dolni propusti
fm=500/2;               % maximalni kmitocet, který vyhovuje vzorkovacímu
teoremu
Wn=fd/fm;               % normovaný kmitocet dolni propusti
N=40;                   % rad filtru
b = fir1(N,Wn);         % volani funkce pro navrh filtru
signal=ekg((1:2000),2); % vyber casti signalu

% filtrace signalu
out=filter(b,1,signal);
figure(4);
set(figure(4), 'name', 'EKG - poloha v sedě', 'numbertitle', 'off');
T = 1/fs;               % perioda
L = 2000;               % pocet vzorku
t = (0:T:(T*(L-1)));    % casova osa
subplot(311);
plot(t,signal);
title('puvodni EKG signal');
xlabel('\it{t}\rm{[s]}');
ylabel('\it{U}\rm{[V]}');
subplot(312);
plot(t,out);
title('EKG signal po filtraci');
xlabel('\it{t}\rm{[s]}');
ylabel('\it{U}\rm{[V]}');

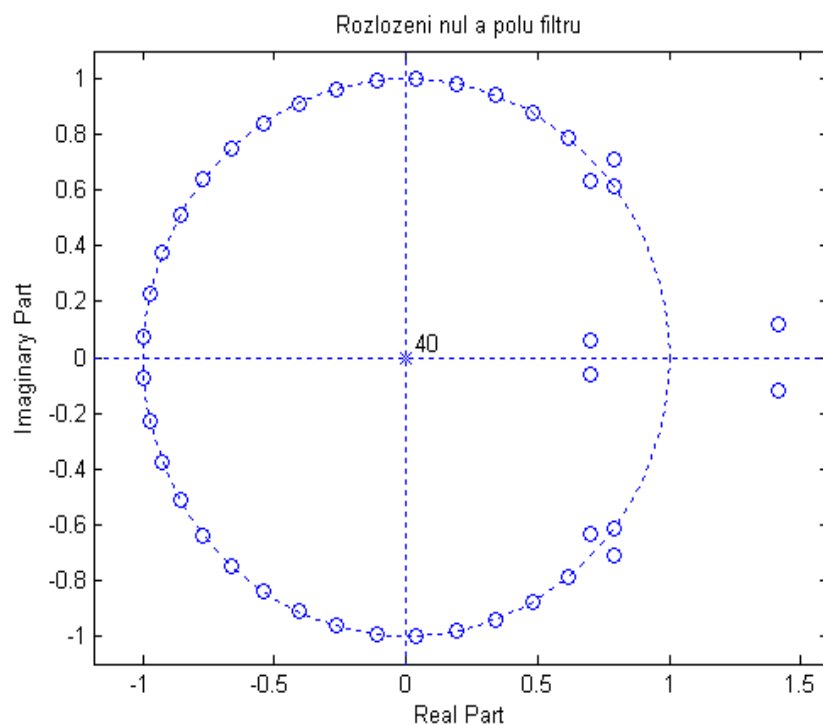
subplot(313);
spek = fft( out );
spek = fftshift(spek);
subplot( 2,1,2 );
plot( abs(spek) );

% frekvencni charakteristiky filtru
figure(1);
set(figure(1), 'name', 'Prenosova frekvenci a fazova charakteristika
filtru', 'numbertitle', 'off');
freqz(b,1,256,fs);
% impulsova odezva
impuls = [1 zeros(1,40)];
out2=filter(b,1,impuls);
figure(2);
set(figure(2), 'name', 'Impulsova odezva filtru', 'numbertitle', 'off');
subplot(2,1,1);
stem(impuls);
subplot(2,1,2);
stem(out2);
% rozlozeni nul a polu
figure(3);
set(figure(3), 'name', 'Rozlozeni nul a polu filtru', 'numbertitle', 'off');
zplane(b,[1 0]);
```

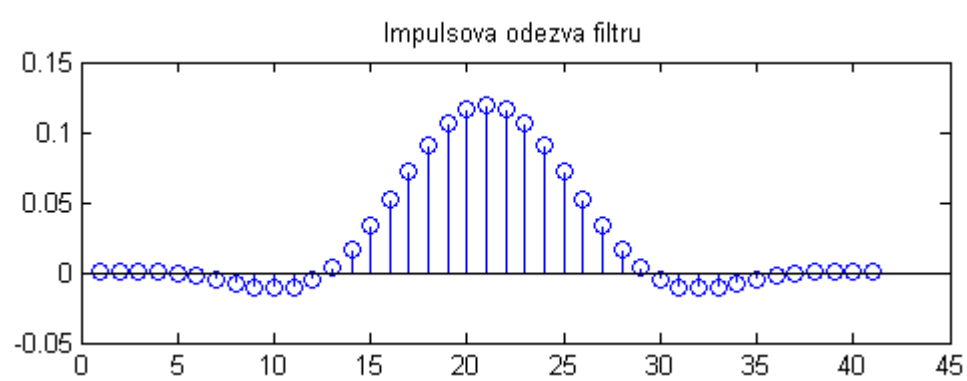
Na obr. 13,14 a 15 jsou znázorněny výsledné charakteristiky navrženého filtru:



Obr. 13: Přenosová frekvenční a fázová charakteristika



Obr. 14: Rozložení nul a pólů

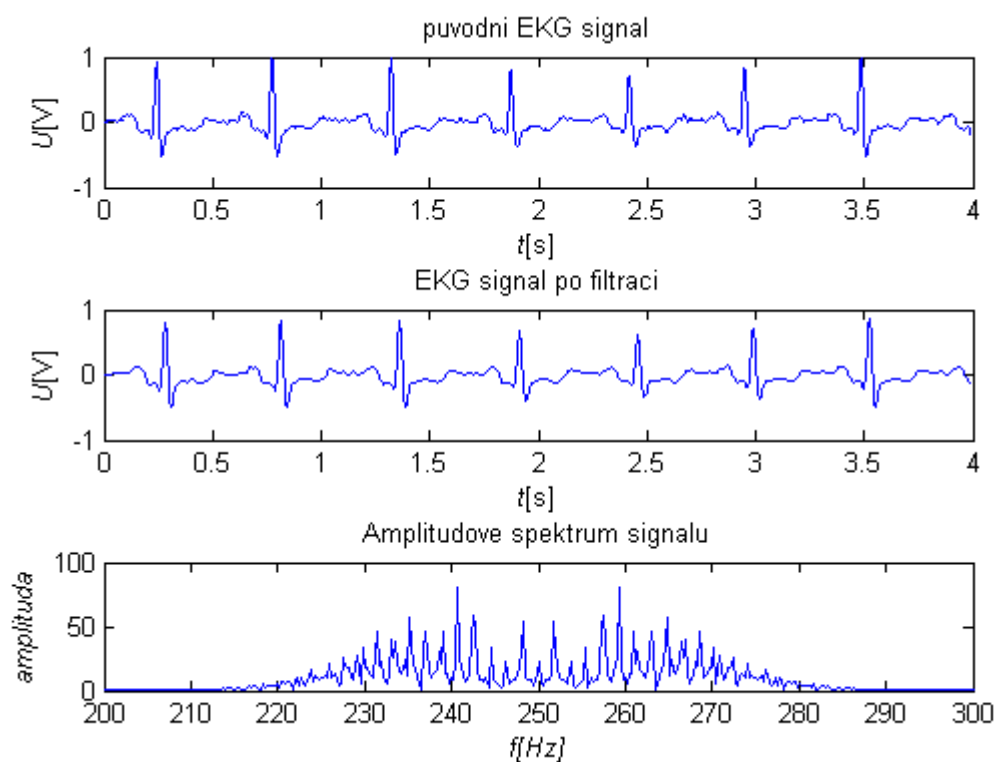


Obr. 15: Impulsová odezva filtru

## 5.5 Analýza signálů

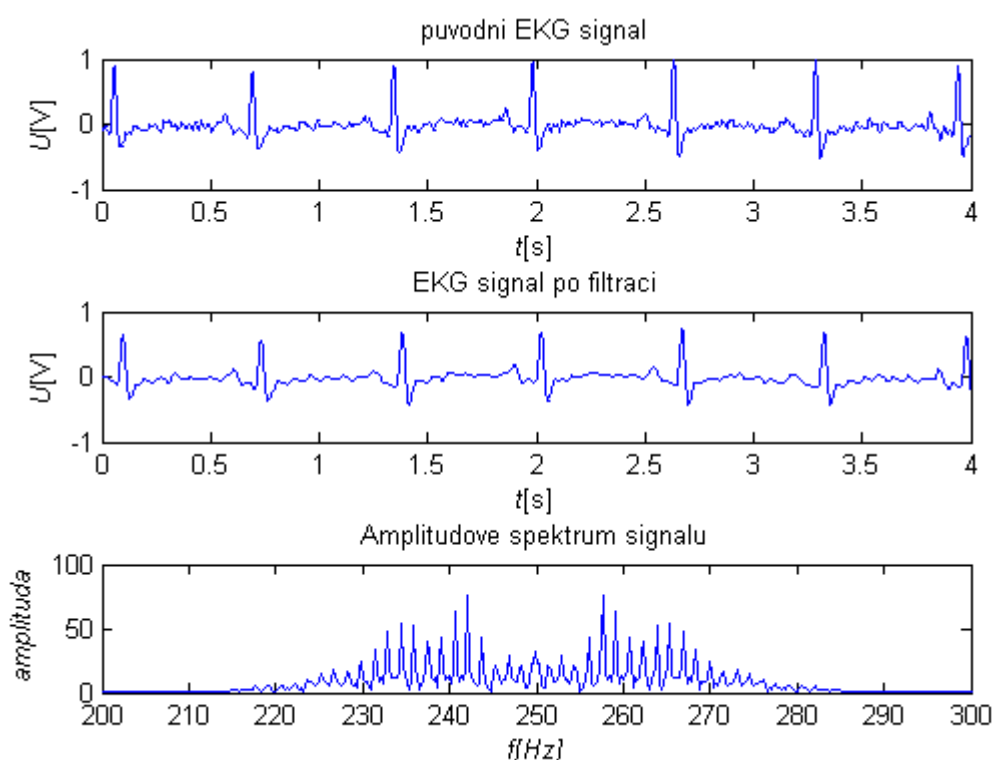
### 5.5.1 Klidové EKG

V prvním grafu(obr. 16) je zobrazen naměřený signál pro klidové EKG měřené pro polohu v sedě. V signále se lehce projevuje vliv vyšších kmitočtů. Tyto kmitočty se podařilo potlačit navrženou dolní propustí. Pro zobrazení amplitudového spektra byl použit algoritmus FFT. Toto spektrum je symetrické podle středu a obsahuje výrazné píky na frekvencích, které jsou do signálu zakomponované. Při vykreslování spektra byla použita zvláštní funkce *fftshift*, která přeskupila FFT výstupy. Pro lepší vizualizaci tak můžeme nulové složky signálu sledovat ve středu spektra tzn. pík na polovině vzorkovacího kmitočtu(250Hz), tak odpovídá frekvencím s hodnotami rovné nebo blízcím se nule.



Obr. 16: signál EKG – poloha v sedě

Na obr. 17 jsou zobrazeny grafy pro měření klidového EKG pro polohu v leže. Jak je v grafu vidět, původní signál byl více ovlivněn vyššími kmitočty, než tomu bylo u signálu měřeného v sedě. Při filtraci byl použit filtr s vyšším řádem ( $N=100$ ), což pomohlo „vyhladit“ signál, ale mělo za následek posunutí signálu v čase (amplitudy ale nebyly nijak ovlivněny). U signálu v sedě můžeme vidět větší píky v oblastech nižších kmitočtů. To může být způsobeno chováním pacienta. Během měření seděl na židli s rukama opřenými o opěradlo židle, ale přesto nedokázal sedět úplně uvolněně. Při měření v leže jsou tyto vlivy téměř zanedbatelné. Po srovnání spekter pro oba signály je vidět, že se hlavní píky shodují nebo jsou si velice podobné. Což vede k závěru, že na tvar výsledné křivky nemá vliv poloha, ve které se pacient během měření nachází, ale ovlivňují ji vnější vlivy (pohybové artefakty, špatná přiléhavost elektrod, vnější rušení, ale i psychický stav pacienta apod.).



Obr. 17: klidové EKG – poloha v leže

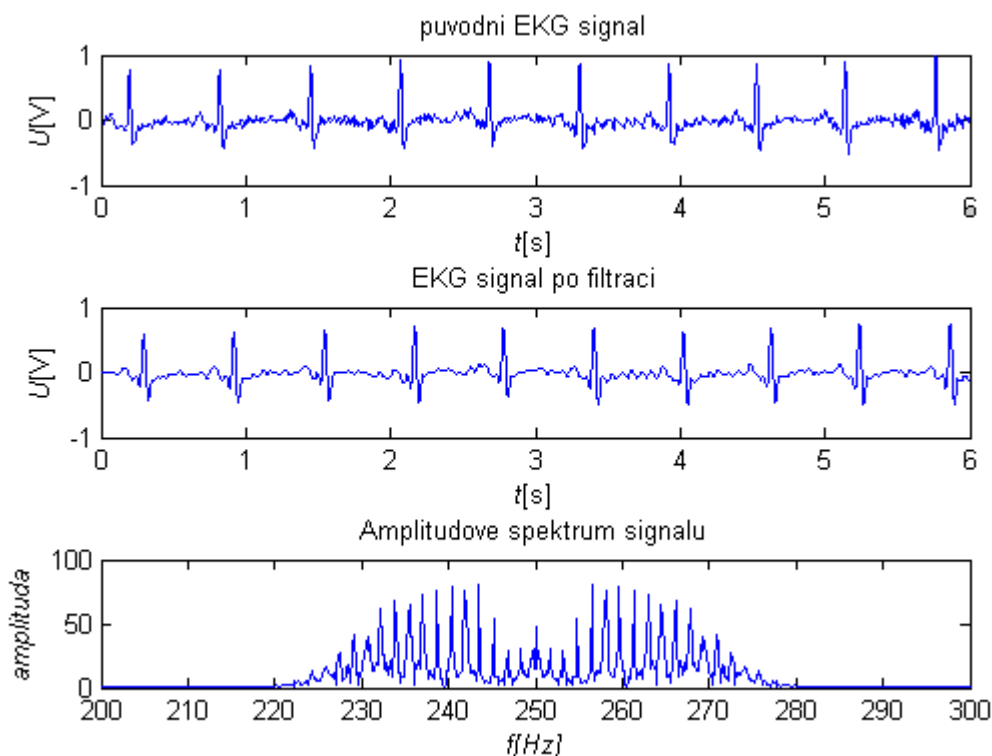
### 5.5.2 EKG při nízké zátěži

Princip vyšetření zátěžového EKG spočívá v tom, že postupnou fyzickou zátěží zvyšujeme námahu organismu, a tím i nároky na srdeční práci a krevní oběh. Při vyšetření se sleduje stav pacienta (subjektivní potíže, počet pulsů, krevní tlak) a registruje se EKG křivka. Zátěžový EKG má největší význam v odhalení časných stádií ischemické srdeční choroby (nedostatečné prokrvení orgánu), která se přesvědčivě neprojeví v klidovém stavu, ale odkryje se teprve při námaze.

Signál při tomto měření byl vnějšími vlivy ovlivněn nejvíce. V signálu se kromě síťového rušení uplatnily i další „parazitní“ kmitočty, které mohly být způsobené špatným kontaktem měřících elektrod.

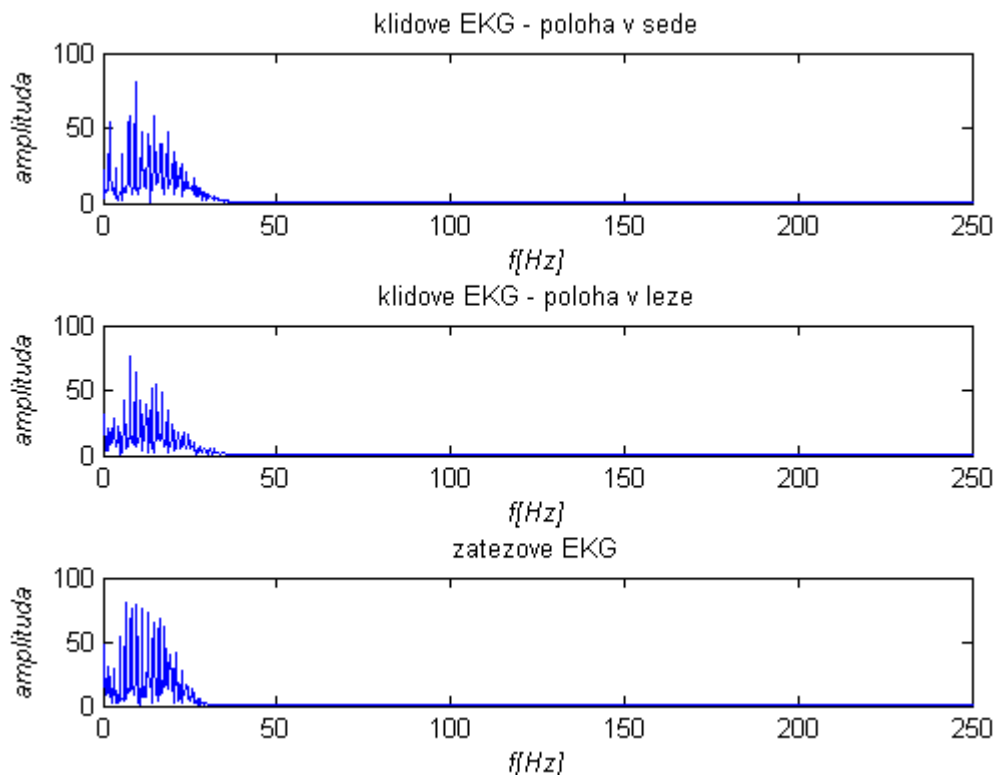
Abychom mohli měřit zátěžové EKG bylo nejdříve potřeba provést jednoduché cvičení, kterým se zvýšila aktivita srdce. Elektrody byly po celou dobu cvičení nalepeny na pacientovi (byly použity jednorázové lepící elektrody) a tak mohlo dojít k jejich nepatrnému posunutí a tím i ke změně přechodového napětí.

Jak je patrné z grafů (obr.18) došlo zde ke zvýšení frekvence výskytu komplexů QRS, což bylo zapříčiněno zvýšenou fyzickou námahou a tím i zvýšenou aktivitou srdce. Frekvenční složky v amplitudovém spektru odpovídají složkám vyskytujících se u signálů měřených v klidovém stavu, pouze se zvětšila jejich amplituda.



Obr. 18: zátěžové EKG

Jak již bylo napsáno výše pro lepší znázornění symetrie amplitudového spektra signálů byla v předchozích grafech (obr.16,17,18) použita funkce *fftshift*. V grafech na obr. 17 jsou srovnány spektra všech doposud popsanych signálů. Je zde zobrazena první polovina amplitudového spektra pro interval  $\langle 0, f_s/2 \rangle$ . Jak je z grafů patrné, ze všech signálů se podařilo odstranit síťové rušení (50Hz) a i část vyšších parazitních kmitočtů.



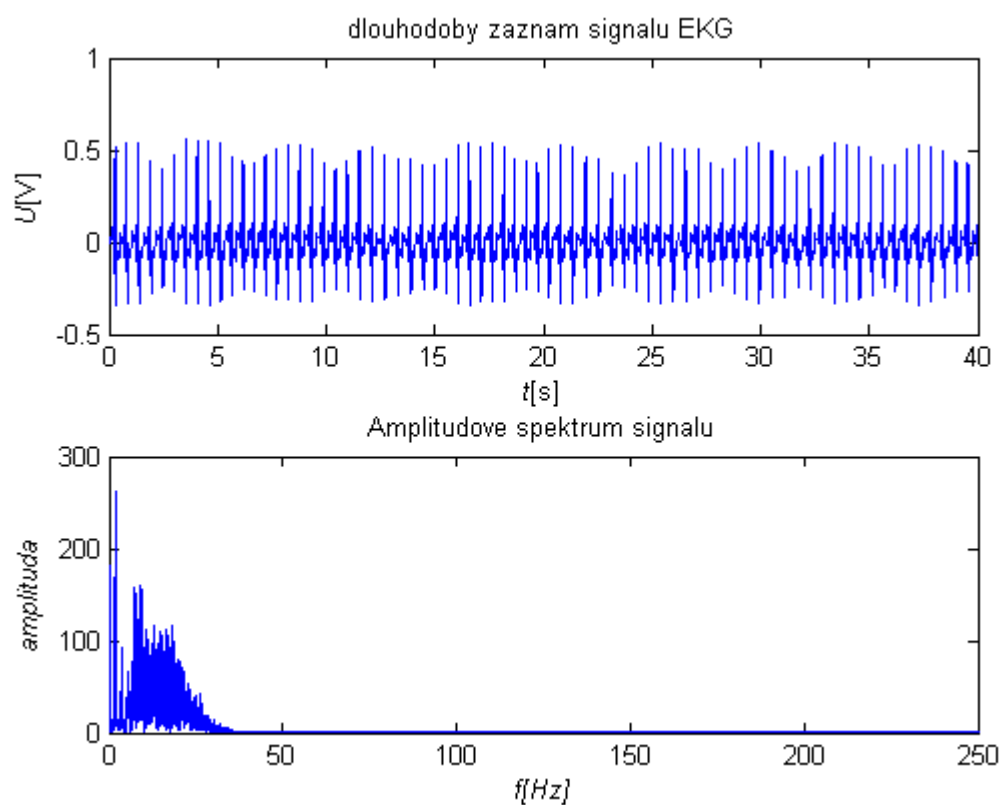
Obr. 19: amplitudová spektra 3 naměřených signálů

### 5.5.3 Dlouhodobý záznam EKG

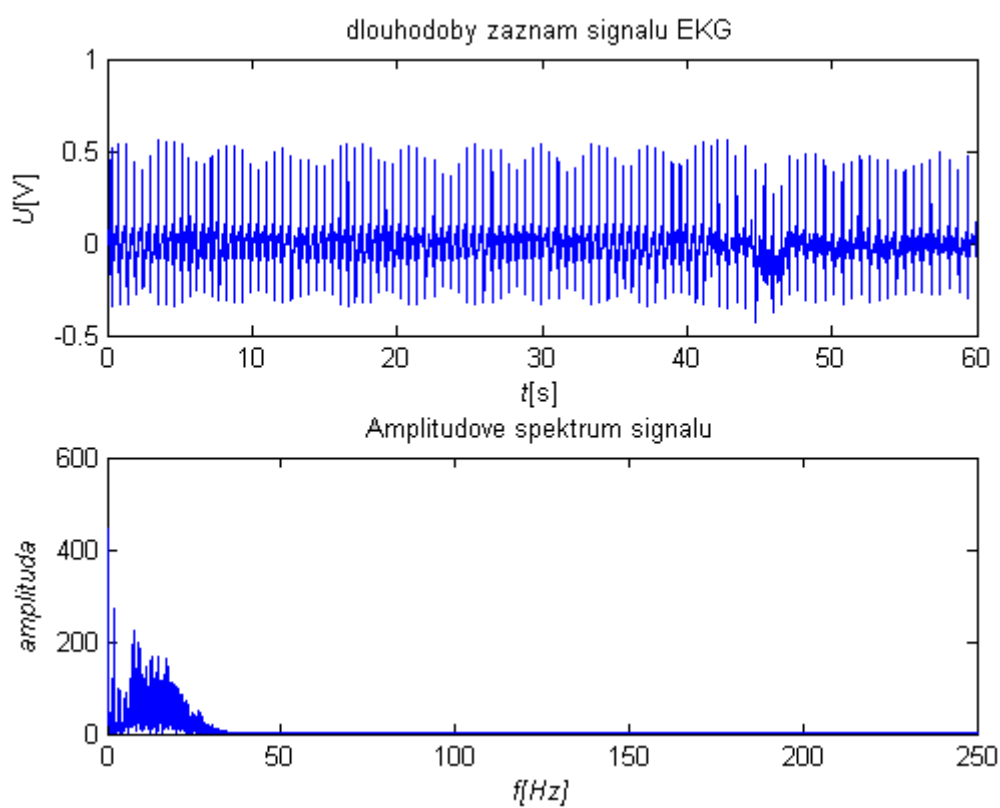
Tento druh záznam se nejčastěji provádí na jednotkách intenzivní péče při trvalém sledování srdeční činnosti na monitoru. Při tomto měření má pacient aparaturu na sobě po celých 24 hodin. Vyšetření poskytne informaci o měnící se tepové frekvenci v průběhu dne a noci, o poruchách rytmu a jejich časovému rozložení a o změnách v prokrvení myokardu ve sledovaném období.

Při vytváření algoritmů automaticky vyhodnocujících záznam, je třeba brát v potaz i možné změny v signálu, které nejsou způsobeny špatnou činností srdce. Jedním takovým případem je nečekaný pohyb pacienta, odlepení elektrody apod.

Na obr. 17 je vidět záznam pravidelného EKG měřeného v klidu (pro nepřehlednost je zde zobrazeno pouze 40s záznamu). Na obr. 18 je v signálu EKG zaznamenán úsek, ve kterém došlo k nečekanému přerušení měření (úsek v čase mezi 40 a 50s), kterou zapříčinil pacient svým pohybem. Jak je z grafu patrné, tento pohyb se zde projevil jako pokles amplitud komplexu QRS a také zmenšením velikosti R-R intervalů. Což se promítlo i do hodnot amplitudového spektra. V části spektra pro nízké kmitočty došlo k zvětšení amplitud jednotlivých složek téměř na dvojnásobnou hodnotu.



Obr. 20: dlouhodobý záznam EKG



Obr. 21: dlouhodobý záznam EKG - přerušný



## 6. Závěr

Cílem mé práce bylo seznámit se s problematikou srdce, měření a frekvenční analýzou EKG signálů pomocí programu Matlab.

Úvod práce je věnován problematice činnosti a stavu srdce z pohledu lékařské medicíny. Je zde popsána anatomie srdce, vznik a šíření elektrických vzruchů – převodní srdeční soustava, vznik, zápis a popis EKG, popis nejpoužívanějších svodů pro jeho měření a další.

Vzorové měření bylo prováděno pomocí měřicího systému Biopac Student Lab. V této části práce jsem provedla měření celkem 3 druhů EKG – klidové EKG pro dvě různé polohy těla, dále zátěžové EKG a EKG dlouhodobé. Během měření jsme se nevyhnuli nežádoucím artefaktům, které signály ovlivňovaly. Především se jedná o výskyt síťového rušení a dalších parazitních frekvenčních složek, které vznikly jako důsledek pohybových artefaktů nebo změnou přechodového napětí v kontaktu elektroda-kůže. Všechny tyto naměřené signály pak byly analyzovány v programovém prostředí Matlab. Jsou provedeny frekvenční analýzy a výsledky zobrazeny jako amplitudová spektra.

Klidové EKG: mým cílem zde bylo ověřit závislost frekvenčních složek EKG na poloze, ve které se pacient během měření nachází. Měření bylo provedeno pro polohu v sedě a v leže. V první poloze (v sedě) byla naměřená tepová frekvence rovna hodnotě 85 tepů/min. V poloze druhé (v leže), tepová frekvence nepatrně klesla. Tento pokles lze přičíst většímu uvolnění pacienta a změně dýchání. Zatímco výsledný signál pro první případ neobsahoval téměř žádné nežádoucí složky, u druhého signálu byl patrný vliv vnějších faktorů. Pro odfiltrování nežádoucích složek byl použit filtr FIR typu dolní propust. Po ustálení výsledků a srovnání obou spekter se ve významných částech spektra charakteristiky obou signálů lišily jen minimálně. Můžeme tedy říci, že měřicí poloha nemá vliv na konečnou charakteristiku EKG.

Zátěžové EKG: toto měření sloužilo k ověření závislosti srdeční frekvence na fyzické aktivitě. Pacient byl vystaven lehké fyzické námaze a poté mu bylo změřeno EKG. Tepová frekvence srdce se zvýšila z původních 85 tepů/min na 110 tepů/min. Tato hodnota je rovna 55% z maximální tepové frekvence, která byla vypočtena výše, což značí lehký stupeň zatížení. V amplitudovém spektru je vidět více nízkofrekvenčních složek, než tomu bylo u předchozích měření. Amplitudy na významných frekvencích ale zůstaly zachovány.

Na obr.21 je zobrazen dlouhodobý záznam EKG. V grafu je zaznamenán signál v délce 60s při měření klidového EKG v sedě. V grafu je dobře vidět (v čase mezi 40 a 50s), jak moc může být signál ovlivněn důsledkem náhlého pohybu pacienta.

Tato práce slouží jako úvod do problematiky analýzy a vyhodnocování EKG signálů.

## 7. Použité informační zdroje

- [1] PACOVSKÝ, V., Vnitřní lékařství. Osveta – Avicenum, Banská Bystrica 1993. s 60-66. ISBN 80-217-0558-2.
- [2] TROJAN, S., DYLEVSKÝ, I., Somatologie I. Avicenum, Praha 1982. s. 233-252. ISBN-08-063-82
- [3] HONZÍKOVÁ, N., HONZÍK, P., Biologie člověka – skripta k předmětu.VUT-FEKT, Brno 2003, s.35-45
- [4] PĚGRÍM,R., Anatomie a fyziologie člověka. Praha 1969, ISBN 24164 II-1963.
- [5] KOLÁŘ, R., Lékařská diagnostická technika – skripta k předmětu.VUT-FEKT, Brno 2006
- [6] JAN, J., Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů. VUTIUM, Brno 2002. ISBN-80-214-1558-4. s 47-58 a 105-123
- [7] JAN, J., KOLÁŘ, R., KOZUMPLÍK, J. Číslicové zpracování a analýzy signálů. VUTIUM, [Skriptum VUT, Brno]
- [8] KOLÁŘ, R., Lékařská diagnostická technika – podklady k přednáškám, VUT Brno 2007
- [9] NAVRÁTIL, L., ROSINA, J. a kol. Medicínská biofyzika. Grada, Praha 2005
- [10] Gerstner laboratory, Elektrokardiografie, vznik a měření signálů Květen 2005 [3.března 2007] Dostupný na [www: http://gerstner.felk.cvut.cz/biolab/X33BMI/slides/cviceni\\_3\\_EKG\\_pozn.pdf](http://gerstner.felk.cvut.cz/biolab/X33BMI/slides/cviceni_3_EKG_pozn.pdf)
- [11] ŠEBEK, T., ElektroKardioGram neboli EKG [online] červen 2004. Dostupný na [www: http://www.ordinace.cz/clanek/elektrokardiogram-neboli-ekg/](http://www.ordinace.cz/clanek/elektrokardiogram-neboli-ekg/)
- [12] HAMAN, P., Výukový web EKG [online] 2004. Dostupný na [www: http://ekg.kvalitne.cz/system.htm](http://ekg.kvalitne.cz/system.htm)
- [13] MLČOCH, Z., Lidské srdce, srdce člověka - obrázky, anatomie, popis funkce, fyziologie[online].Dostupný na [www: http://www.zbynekmlcoch.cz/info/anatomie\\_jak\\_funguje\\_lidske\\_telo/lidske\\_srdce\\_srdce\\_cloveka\\_obrazky\\_anatomie\\_popis\\_funkce\\_fyziologie.html](http://www.zbynekmlcoch.cz/info/anatomie_jak_funguje_lidske_telo/lidske_srdce_srdce_cloveka_obrazky_anatomie_popis_funkce_fyziologie.html)
- [14] GERLA,V., Popis srdce a srdeční činnosti [online]. [cit. 6.03.2007]. Dostupný na [www: http://zivotni-energie.cz/popis-srdce-a-srdecni-cinnosti.html](http://zivotni-energie.cz/popis-srdce-a-srdecni-cinnosti.html)
- [15] Elektrody EKG - Klipsové končetinové, přísavné hrudní, jednorázové lepící elektrody [online]. Dostupné na [www: http://www.sorimex.pl/sm/index.php?option=com\\_content&task=view&id=6&Itemid=8](http://www.sorimex.pl/sm/index.php?option=com_content&task=view&id=6&Itemid=8)
- [16] BIOPAC Systéme, Inc. [online]. Dostupné na [www: http://www.biopac.com/](http://www.biopac.com/)
- [17] MACEJ, J., Aplikace strojového učení pro zpracování lékařských dat. Praha 2001

## 8. Seznam zkratek

EKG	elektrokardiogram, elektrokardiografický signál
EEG	elektroencefalografie
EMG	elektromyografie
EOG	elektrooculogram
ECoG	elektrokochleogram
EGG	elektrogastrogram
SA uzel	sinoatriální uzel
AV uzel	atrioventrikulární uzel
HR <sub>max</sub>	maximální tepová frekvence (heart rate)
2D	dvourozměrný graf
3D	trojrozměrný graf
DFT	Diskrétní Fourierova transformace
FFT	rychlá Fourierova transformace
IFFT	inverzní Fourierova transformace
FIR	filtr s konečnou impulsní charakteristikou

## 9. Seznam tabulek

Tab. 1: Průměrné hodnoty tep. frekvence..... - 21 -

# 10. Seznam obrázků

Obr. 1: 1) srdečnice (aorta), 2) levá síň, 3) poloměsíčitá chlopeč, 4) dvojčípá chlopeč, 5) levá komora, 6) mezikomorová přepážka, 7) horní dutá žíla, 8) pravá síň, 9) trojčípá chlopeč, 10) pravá komora, 11) dolní dutá žíla. (převzato z [11]).....	- 9 -
Obr. 2: Převodní systém srdce. (převzato z [12]).....	- 10 -
Obr. 3: Standardní končetinové svody.(převzato z [8]) .....	- 11 -
Obr. 4: Zesílené končetinové svody podle Goldbergera (převzato z [8]).....	- 12 -
Obr. 5: Wilsonova svorka. (převzato z [9]) .....	- 12 -
Obrázek 6: Rozmístění hrudních svodů. (převzato z [8]) .....	- 13 -
Obr. 7: kontaktní končetinové elektrody, balónkové hrudní elektrody, jednorázové lepící elektrody. (převzato z [15]) .....	- 13 -
Obr. 8: EKG křivky. (převzato z [17]) .....	- 14 -
Obr. 9: Blokové schéma jednonálového elektrokardiografu. (převzato z [10]).....	- 17 -
Obr. 10: Systém Biopac. (převzato z [16]) .....	- 18 -
Obr. 11: Naměřené EKG křivky pomocí Biopac.....	- 20 -
Obr. 12: Zobrazení QRS komplexu klidového EKG .....	- 20 -
Obr. 13: Přenosová frekvenční a fázová charakteristika .....	- 26 -
Obr. 14: Rozložení nul a pólů .....	- 26 -
Obr. 15: Impulsová odezva filtru .....	- 27 -
Obr. 16: signál EKG – poloha v sedě.....	- 28 -
Obr. 17: klidové EKG – poloha v leže .....	- 29 -
Obr. 18: zátěžové EKG.....	- 30 -
Obr. 19: amplitudová spektra 3 naměřených signálů .....	- 31 -
Obr. 20: dlouhodobý záznam EKG .....	- 32 -
Obr. 21: dlouhodobý záznam EKG - přerušený .....	- 32 -